UNIVERSIDAD HEMISFERIOS

Facultad De Ciencias De La Salud

Especialidad de Rehabilitación Oral y Prótesis Implanto Asistida

Tema:

Análisis tridimensional de elementos finitos de la función mecánica de los ganchos en prótesis parcial removible de Cromo Cobalto y PEEK

Trabajo de titulación para la obtención del título de: "Especialista en Rehabilitación Oral y Prótesis Implanto Asistida"

Presentado Por:

Gabriela Lizeth Tabango Cabezas

Tutor:

Dicson Jair Andrade Coral

Quito, enero de 2026

Resumen

Introducción: La prótesis parcial removible (PPR) continúa utilizándose ampliamente para la rehabilitación de arcos parcialmente edéntulos, y la elección del diseño y del material de los ganchos resulta determinante para la estabilidad, la retención y la distribución de tensiones sobre el diente pilar. El empleo de polímeros de la familia PAEK, como el poliéter éter cetona (PEEK), surge como alternativa a las aleaciones de cromo cobalto (Co-Cr); sin embargo, persisten interrogantes respecto a su comportamiento mecánico en comparación con los diseños convencionales de gancho. **Objetivo:** Comparar el comportamiento mecánico del gancho circunferencial simple y gancho en barra (RPI) confeccionados en Co-Cr y en PEEK mediante análisis tridimensional por elementos finitos. **Materiales y métodos:** Se desarrolló un estudio in silico con diseño comparativo factorial 2×2. Se generaron cuatro grupos experimentales: Circunferencial simple Cr-Co (G1), Circunferencial simple PEEK (G2), RPI Co-Cr (G3) y RPI PEEK (G4), con cuatro modelos por grupo (n = 16). Los modelos CAD se convirtieron a sólidos tridimensionales y se mallaron con elementos tetraédricos. Los materiales se definieron como homogéneos, isótropos y elásticos lineales. La desinserción se simuló mediante desplazamiento controlado del conector mayor, con fuerzas en el rango de 6 a 10 N. Se registraron la fuerza de desinserción, el esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco, y el desplazamiento máximo del extremo retentivo. El análisis estadístico se realizó mediante ANOVA de dos vías con interacción entre material y diseño. **Resultados:** Los ganchos fabricados en Co-Cr presentaron esfuerzos máximos de Von Mises más elevados, aproximadamente 130 MPa en el diseño circunferencial simple y 117 MPa en el RPI, junto con menores desplazamientos del extremo retentivo, cercanos a 0,15 y 0,13 mm, respectivamente. En contraste, los ganchos de PEEK mostraron tensiones inferiores, alrededor de 82 MPa en el

circunferencial simple y 74 MPa en RPI, acompañadas de desplazamientos mayores, de aproximadamente 0,33 y 0,27 mm. El material influyó de manera significativa tanto en el esfuerzo máximo como en el desplazamiento, mientras que el diseño afectó principalmente la magnitud de la deflexión del brazo retentivo. **Conclusiones:** Bajo fuerzas de desinserción dentro del rango clínicamente aceptable, los ganchos de Co-Cr ofrecieron mayor rigidez y concentraron tensiones más elevadas, mientras que los ganchos de PEEK proporcionaron retención suficiente con tensiones reducidas y mayor deformación elástica. Estos resultados respaldan el uso de Co-Cr cuando se prioriza una retención rígida, y posicionan al PEEK como una alternativa viable en situaciones clínicas donde se busca limitar la carga mecánica transmitida a los dientes pilares y a las estructuras de soporte.

Palabras clave: PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE; ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS; GANCHOS PROTÉSICOS; CROMO COBALTO; POLIÉTER ÉTER CETONA; BIOMECÁNICA DENTAL; RETENCIÓN PROTÉSICA.

Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

Gabriela Lizeth Tabango Cabezas

C.I: 2000092474

Agradecimientos

A Dios, por darme las fuerzas y la oportunidad de culminar este proyecto que marca una etapa importante en mi formación profesional y personal.

A mi familia, por su amor incondicional, comprensión y apoyo constante. Gracias por creer en mí incluso en los momentos en los que yo dudé. Este logro también es de ustedes.

A mis docentes y tutores, cuyo conocimiento, guía y exigencia académica hicieron de mí una mejor profesional.

A mis compañeros y amigos, por acompañarme en este proceso, por la confianza y exigirme a sobrepasar mis límites.

Y finalmente, a todas aquellas personas que, de una u otra manera, aportaron a este proyecto. Gracias por formar parte de este camino y dejar una huella positiva en mi crecimiento académico y profesional.

Dedicatoria

Me dedico este trabajo a mí misma, por mi disciplina, sacrificio y la determinación con la que enfrenté cada reto. Hoy celebro lo que logré y lo que aún está por venir.

Índice

Resumen....2
Declaración De Aceptación De Norma Ética Y Derechos....4
Agradecimientos....5
Dedicatoria....6
Índice....7
Índice De Tablas....8
Índice de Gráficos....10
Resumen....11
Abstract....12
Introducción....14
Metodología....16
Diseño de estudio....16
Población y muestra....18
Modelos CAD 3D....19
Modelado CAE – Mallado....23
Modelado CAE – Propiedades mecánicas....27
Modelado CAE – Configuración y análisis....28
Hallazgos....36
Resultados medios por grupo....38
Análisis estadístico....38
Discusión....42
Conclusiones....45
Referencias....47

Índice De Tablas

Tabla 1. Características del diseño de estudio 17

Tabla 2. Distribución de la muestra por grupos experimentales..... 19

Tabla 3. Esquema de estudio de convergencia de malla (número de nodos, esfuerzo de Von Mises y error relativo)..... 25

Tabla 4. Propiedades mecánicas isotrópicas asignadas a los materiales de los ganchos 28

Tabla 5. Grupos experimentales de simulaciones y modelo geometrico 3D **..... 29**

Tabla 6. Parámetros principales de configuración y análisis por elementos finitos 35

Tabla 7. Resultados individuales de las simulaciones por grupo y combinación diseño–material 37

Tabla 8. Valores medios y desviaciones estándar por grupo (n = 4 simulaciones por grupo)..... 38

Tabla 9. ANOVA de dos vías (material × diseño) para esfuerzo máximo de Von Mises y desplazamiento máximo..... 39

Tabla 10. Diagrama de elementos finitos en mapa de colores..... 40

Índice De Figuras

Figura 1. Gancho circunferencial tipo circunferencial simple en aleación de cromo-cobalto (Co-Cr). 20

Figura 2. Gancho circunferencial tipo Circunferencial simple de PEEK 21

Figura 3. Gancho en barra (RPI) en Co-Cr 22

Figura 4. Gancho en barra (RPI) en PEEK 22

Figura 5. Modelo geométrico Mallado 24

Figura 6. Proceso de inserción 32

Figura 7. Proceso de desinserción 34

Índice de Gráficos

Gráfico 1. Convergencia de malla con tendencia asintótica 27

ANALISIS TRIDIMENCIONAL DE ELEMENTOS FINITOS DE LA FUNCION MECANICA DE LOS GANCHOS EN PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE DE CROMO COBALTO Y PEEKS

Gabriela Lizeth Tabango Cabezas

gaby.odontologica@gmail.com

Resumen

Introducción: La prótesis parcial removible (PPR) continúa utilizándose ampliamente para la rehabilitación de arcos parcialmente edéntulos, y la elección del diseño y del material de los ganchos resulta determinante para la estabilidad, la retención y la distribución de tensiones sobre el diente pilar. El empleo de polímeros de la familia PAEK, como el poliéter éter cetona (PEEK), surge como alternativa a las aleaciones de cromo cobalto (Co-Cr); sin embargo, persisten interrogantes respecto a su comportamiento mecánico en comparación con los diseños convencionales de gancho. **Objetivo:** Comparar el comportamiento mecánico del gancho circunferencial simple y gancho en barra (RPI) confeccionados en Co-Cr y en PEEK mediante análisis tridimensional por elementos finitos. **Materiales y métodos:** Se desarrolló un estudio in silico con diseño comparativo factorial 2×2. Se generaron cuatro grupos experimentales: Circunferencial simple Co-Cr (G1), Circunferencial simple PEEK (G2), RPI Co-Cr (G3) y RPI PEEK (G4), con cuatro modelos por grupo (n = 16). Los modelos CAD se convirtieron a sólidos tridimensionales y se mallaron con elementos tetraédricos. Los materiales se definieron como homogéneos, isótropos y elásticos lineales. La desinserción se simuló mediante desplazamiento controlado del conector mayor, con fuerzas en el rango de 6 a 10 N. Se registraron la fuerza de desinserción, el esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco, y

el desplazamiento máximo del extremo retentivo. El análisis estadístico se realizó mediante ANOVA de dos vías con interacción entre material y diseño. **Resultados:** Los ganchos fabricados en Co-Cr presentaron esfuerzos máximos de Von Mises más elevados, aproximadamente 130 MPa en el diseño Circunferencial simple y 117 MPa en RPI, junto con menores desplazamientos del extremo retentivo, cercanos a 0,15 y 0,13 mm, respectivamente. En contraste, los ganchos de PEEK mostraron tensiones inferiores, alrededor de 82 MPa en el circunferencial simple y 74 MPa en el RPI, acompañadas de desplazamientos mayores, de aproximadamente 0,33 y 0,27 mm. El material influyó de manera significativa tanto en el esfuerzo máximo como en el desplazamiento, mientras que el diseño afectó principalmente la magnitud de la deflexión del brazo retentivo. **Conclusiones:** Bajo fuerzas de desinserción dentro del rango clínicamente aceptable, los ganchos de Co-Cr ofrecieron mayor rigidez y concentraron tensiones más elevadas, mientras que los ganchos de PEEK proporcionaron retención suficiente con tensiones reducidas y mayor deformación elástica. Estos resultados respaldan el uso de Co-Cr cuando se prioriza una retención rígida, y posicionan al PEEK como una alternativa viable en situaciones clínicas donde se busca limitar la carga mecánica transmitida a los dientes pilares y a las estructuras de soporte.

Palabras clave: PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE; ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS; GANCHOS PROTÉSICOS; CROMO COBALTO; POLIÉTER ÉTER CETONA; BIOMECÁNICA DENTAL; RETENCIÓN PROTÉSICA.

Abstract

Introduction: Removable partial dentures (RPDs) continue to be widely used for the rehabilitation of partially edentulous arches, and the selection of clasp design and material plays

a key role in prosthesis stability, retention, and stress distribution on the abutment tooth. Polymers from the PAEK family, such as polyether ether ketone (PEEK), have emerged as alternatives to cobalt chromium (Co-Cr) alloys; however, uncertainties remain regarding their mechanical behavior compared with conventional clasp designs. **Objective:** To compare the mechanical behavior of circumferential simple clasps and RPI clasps fabricated from Co-Cr and PEEK using three-dimensional finite element analysis. **Materials and Methods:** An in-silico study with a 2×2 factorial comparative design was conducted. Four experimental groups were generated: circumferential simple Co-Cr (G1), circumferential simple PEEK (G2), RPI Co-Cr (G3), and RPI PEEK (G4), with four models per group (n = 16). CAD models were converted into three-dimensional solids and meshed using tetrahedral elements. Materials were defined as homogeneous, isotropic, and linearly elastic. Dislodgement was simulated by applying a controlled displacement to the major connector, with forces ranging from 6 to 10 N. The dislodgement force, maximum von Mises stress in the clasp (localized in the reciprocal arm), and maximum displacement of the retentive tip were recorded. Statistical analysis was performed using two-way ANOVA with interaction between material and clasp design.

Results: Clasps fabricated from Co-Cr exhibited higher maximum von Mises stresses, approximately 130 MPa for the circumferential simple design and 117 MPa for the RPI design, along with lower retentive tip displacements, approximately 0.15 and 0.13 mm, respectively. In contrast, PEEK clasps showed lower stress values, around 82 MPa for circumferential simple and 74 MPa for RPI designs, accompanied by greater displacements of approximately 0.33 and 0.27 mm. Material had a significant effect on both maximum stress and displacement, whereas clasp design primarily influenced the magnitude of retentive arm deflection. **Conclusions:** Under dislodgement forces within the clinically acceptable range, Co-Cr clasps demonstrated greater

rigidity and higher stress concentration, while PEEK clasps provided sufficient retention with reduced stress levels and increased elastic deformation. These findings support the use of Co-Cr when maximum retention is required and position PEEK as a viable alternative in clinical situations were limiting mechanical load on abutment teeth and supporting structures is desirable.

Keywords: REMOVABLE PARTIAL DENTURE; FINITE ELEMENT ANALYSIS; DENTAL CLASPS; COBALT CHROMIUM; POLYETHER ETHER KETONE; DENTAL BIOMECHANICS; PROSTHETIC RETENTION.

Introducción

La prótesis parcial removible (PPR) sigue siendo una solución ampliamente empleada en la rehabilitación de pacientes parcialmente edéntulos, especialmente en contextos donde las condiciones anatómicas, médicas o económicas limitan el uso de opciones fijas o implantosoportadas (Carr et al., 2016). En este tipo de rehabilitación, los elementos encargados de proporcionar retención juegan un papel fundamental, y entre ellos, los ganchos destacan por su influencia directa en la estabilidad protésica, la eficacia retentiva y la transmisión de cargas funcionales hacia el diente pilar y los tejidos de soporte (Kim & Oh, 2019). Diversos estudios han demostrado que tanto el diseño geométrico de los retenedores, como el circunferencial simple o el tipo barra en forma de I (RPI), así como el tipo de material utilizado en su fabricación, como las aleaciones metálicas de cromo-cobalto (Co-Cr) y los polímeros de alta resistencia como el poliéter éter cetona (PEEK), condicionan de forma significativa su desempeño mecánico y su interacción con el periodonto (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020).

El PEEK ha ganado terreno en el ámbito clínico debido a propiedades como su biocompatibilidad, su módulo elástico cercano al del tejido óseo y su baja conductividad térmica, lo cual lo convierte en una alternativa atractiva frente a los materiales metálicos tradicionales (Schwitalla & Müller, 2013; Chen et al., 2019; Alsadon et al., 2023). No obstante, los retenedores metálicos fabricados en Co-Cr tienden a ofrecer fuerzas de retención más elevadas que sus equivalentes en PEEK, aunque este último permite una mayor deformación elástica sin riesgo de daño permanente y reduce la transmisión de tensiones al diente pilar (Mayinger et al., 2021; Fuentes et al., 2021; Güleryüz et al., 2022). Esta dualidad evidencia la necesidad de evaluar comparativamente estos materiales bajo condiciones estandarizadas para determinar cuál ofrece un mejor equilibrio entre retención efectiva y preservación de los tejidos dentarios.

Desde el punto de vista funcional, los diseños de ganchos también presentan ventajas y limitaciones específicas. El gancho tipo RPI fue desarrollado para minimizar el efecto de palanca en prótesis Clase I y se indica en socavados menores y sectores edéntulos distales, aunque su uso puede verse restringido en presencia de vestíbulos planos o surcos cervicales profundos (Carr et al., 2016). Por otro lado, el gancho circunferencial simple se caracteriza por ofrecer alta retención y buena estabilidad, aunque su visibilidad puede comprometer el resultado estético, especialmente en zonas anteriores (Zoidis et al., 2016). En ambos casos, parámetros como el espesor del brazo, la profundidad del socavado y la longitud efectiva del gancho son determinantes en su comportamiento biomecánico (Kim & Oh, 2019; Tribst et al., 2020). Evaluar estos factores resulta clave para tomar decisiones clínicas informadas que equilibren función y estética en rehabilitación oral.

Para abordar estas variables, el análisis por elementos finitos (FEA) se ha consolidado como una herramienta metodológica eficaz que permite simular condiciones clínicas de carga y analizar con precisión la distribución de tensiones, desplazamientos y concentraciones de esfuerzo en estructuras protésicas (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020). A pesar del creciente número de investigaciones, aún existen vacíos importantes en la literatura, ya que son escasos los estudios que comparan directamente, bajo condiciones geométricas estandarizadas, el desempeño de ganchos tipo Akers y tipo barra fabricados en Co-Cr y en PEEK (Güleryüz et al., 2022). Ante este panorama, el presente estudio tiene como finalidad aplicar el método de elementos finitos para comparar el esfuerzo de Von Mises, el desplazamiento del extremo retentivo y la fuerza necesaria para la desinserción de ambos tipos de ganchos, con el objetivo de aportar evidencia biomecánica que respalde decisiones clínicas basadas en el comportamiento real de los materiales y diseños más utilizados en prótesis parcial removible (Mayinger et al., 2021; Fuentes et al., 2021; Zoidis et al., 2016).

Metodología

Diseño de estudio

Se diseñó un estudio experimental *in silico*, basado en análisis tridimensional por elementos finitos (FEA), aplicado a ganchos de prótesis parcial removible. Este enfoque metodológico se ha empleado ampliamente para evaluar y optimizar el comportamiento mecánico de retenedores fabricados en poliéter éter cetona (PEEK) y en aleaciones metálicas, permitiendo el análisis detallado de tensiones, deformaciones y fuerzas de retención bajo condiciones de carga controladas.

Se adoptó un diseño comparativo factorial 2×2, con dos factores principales: el material del gancho (aleación de cromo-cobalto y PEEK) y el diseño del gancho (circunferencial simple y gancho en barra (RPI)). Este planteamiento se fundamenta en estudios previos que han comparado el desempeño biomecánico de retenedores en Co-Cr y PEEK mediante FEA y ensayos *in vitro*, evaluando la fuerza retentiva y la distribución de tensiones. Las características generales del diseño del estudio se resumen en la Tabla 1.

Las características del diseño de estudio se resumen en la Tabla 1.

Tabla 1. Características del diseño de estudio

Elemento	**Descripción**
Tipo de estudio	Estudio experimental **in silico** mediante análisis por elementos finitos de ganchos para prótesis parcial removible.
Enfoque	Cuantitativo, comparativo.
Diseño	Factorial 2×2, transversal.
Factor 1: material	Aleación de cromo-cobalto (Co-Cr); poliéter-éter-cetona (PEEK).
Factor 2: diseño de gancho	Gancho circunferencial simple; gancho en barra (RPI).
Grupos experimentales	1) Circunferencial simple–Co-Cr; 2) Circunferencial simple–PEEK; 3) RPI–Co-Cr; 4) RPI–PEEK.
Unidad de análisis	Modelo numérico tridimensional CAD–CAE de prótesis parcial removible con su correspondiente combinación de diseño y material de gancho.
Técnica de análisis	Simulación de inserción y desinserción y cálculo de tensiones de Von Mises, desplazamientos y fuerzas de reacción mediante análisis por elementos finitos.
Sustento en la literatura	Estudios FEA e in vitro sobre ganchos y estructuras de Co-Cr y PEEK en prótesis parcial removible, con análisis de retención y distribución de tensiones.

En cada grupo experimental se modeló en el primer premolar superior estandarizados, cada uno con un único diseño de gancho definido según la combinación material diseño asignada. Este planteamiento es coherente con investigaciones previas que han analizado ganchos circunferenciales y ganchos en barra, manteniendo constantes el socavado y las dimensiones del brazo retentivo, con el fin de obtener comparaciones válidas de tensiones y fuerza retentiva.

Las variables de resultado consideradas fueron el esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, las tensiones transmitidas al diente pilar y a las estructuras de soporte, el desplazamiento máximo del extremo retentivo y la fuerza de desinserción simulada. La selección de estas variables se fundamentó en la evidencia que vincula los patrones de tensión y deformación de ganchos fabricados en Co-Cr y PEEK con su desempeño retentivo y su impacto biomecánico sobre los dientes pilares.

Población y muestra

La población teórica correspondió a prótesis parciales removibles con ganchos circunferencial simple y en barra (RPI), confeccionadas en aleación de cromo-cobalto y en poliéter-éter-cetona (PEEK). Para efectos del análisis in silico, esta población se representó mediante 16 modelos numéricos tridimensionales de ganchos, distribuidos en cuatro grupos experimentales con base en la combinación diseño–material, tal como se había establecido en el anteproyecto (16 ganchos: 8 por material con variantes de diseño), y se resume en la Tabla 2.

Tabla 2. Distribución de la muestra por grupos experimentales

Grupo	Diseño de gancho	Material	Número de modelos (n)
G1	Circunferencial simple	Cromo-cobalto (Co-Cr)	4
G2	Circunferencial simple	PEEK	4
G3	RPI	Cromo-cobalto (Co-Cr)	4
G4	RPI	PEEK	4
Total			**16**

La elección de 16 modelos, con 4 especímenes numéricos por grupo, se alineó con el esquema factorial 2×2 definido en el diseño de estudio y resultó coherente con trabajos in vitro y de análisis por elementos finitos sobre retenedores para prótesis parcial removible, en los cuales se emplearon tamaños muestrales reducidos por condición experimental para evaluar fuerzas de retención y distribución de tensiones en ganchos de Co-Cr, PEEK u otros polímeros de alto desempeño (Güleryüz et al., 2022; Tribst et al., 2020).

Modelos CAD 3D

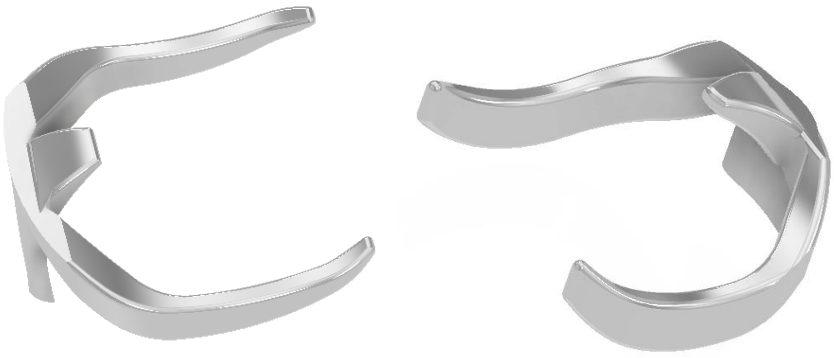
Los modelos tridimensionales de prótesis parcial removible se diseñaron mediante un flujo de trabajo CAD previamente estandarizado. Se seleccionó un diente pilar con socavado definido, siguiendo principios clásicos de diseño protésico que establecen criterios geométricos clave para optimizar la función de los ganchos en términos de retención, estabilidad y transmisión de cargas (Peng et al., 2020; Kim & Oh, 2019; Richert et al., 2021).

Una vez completado el diseño, cada prótesis se exportó en formato STL (stereolithography), obteniéndose una malla superficial que representó fielmente la geometría externa de la estructura protésica. Posteriormente, la malla se procesó en el entorno de análisis

para su conversión a sólido, mediante un procedimiento que incluyó la reparación de irregularidades, el cierre de discontinuidades y la definición precisa del volumen interno de cada componente. Esta transformación de malla a sólido constituye una etapa crítica en los estudios de simulación estructural, pues garantiza la estabilidad numérica y posibilita la generación de elementos finitos adecuados para análisis mecánicos precisos (Mayinger et al., 2021; Schwitalla & Müller, 2013).

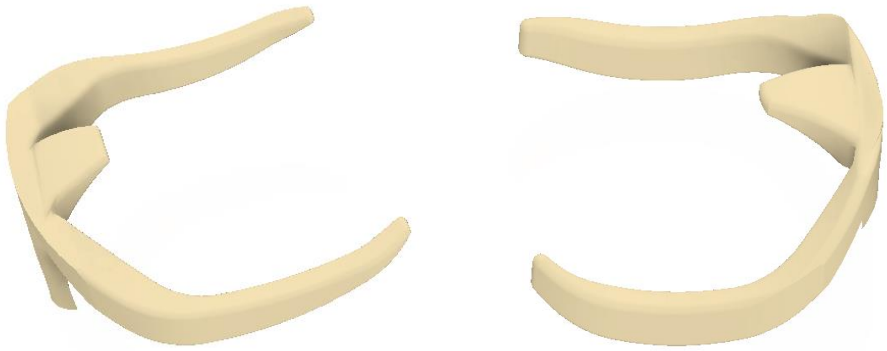
En el Grupo 1 (G1) se construyó el modelo CAD correspondiente a una prótesis parcial removible con un gancho circunferencial simple fabricado en aleación de cromo-cobalto. El diseño incorporó un brazo retentivo que abrazó el tercio medio e inferior del diente pilar, complementado con un apoyo oclusal y un brazo recíproco, conforme a los criterios establecidos para esta retención metálica. La representación geométrica del modelo se muestra en la **Figura 1**, donde se evidencian las relaciones estructurales entre el gancho y el socavado vestibular del diente pilar.

Figura 1. Gancho circunferencial tipo circunferencial simple en aleación de cromo-cobalto (Co-Cr).



En el Grupo 2 (G2) se construyó un modelo análogo, conservando la misma arcada, el mismo diente pilar y la misma configuración geométrica del gancho circunferencial simple, pero destinado a ser analizado con las propiedades de PEEK. Se mantuvieron invariables la longitud del brazo, el espesor, la profundidad del socavado y la posición del apoyo oclusal, de manera que el único cambio entre G1 y G2 correspondió al material asignado en el análisis por elementos finitos. El modelo CAD de este grupo se ilustró en la Figura 2.

Figura 2. Gancho circunferencial tipo Circunferencial simple de PEEK



En el Grupo 3 (G3) se diseñó la prótesis parcial removible con un gancho en barra (RPI) en Co-Cr, partiendo del mismo modelo de arcada y del mismo diente pilar. El brazo retentivo se ubicó en el tercio gingival de la superficie vestibular del diente pilar y se extendió hacia la zona de socavado programada, unido al conector mayor mediante un conector menor según las recomendaciones de diseño para ganchos en barra (RPI). El modelo CAD correspondiente se mostró en la Figura 3.

Figura 3. Gancho en barra (RPI) en Co-Cr

En el Grupo 4 (G4) se reprodujo la misma geometría del gancho en barra RPI, conservando la posición, longitud y sección del brazo, así como la relación con el socavado y con el conector mayor; sin embargo, este modelo se destinó al análisis con propiedades de PEEK, manteniéndose constantes todas las condiciones geométricas respecto al Grupo 3. El modelo CAD de este grupo se presentó en la Figura 4.

Figura 4. Gancho en barra (RPI) en PEEK

En todos los modelos CAD se respetó la misma arcada base, el mismo diente pilar, la misma profundidad de socavado y las mismas dimensiones del brazo retentivo. De esta manera, las diferencias observadas posteriormente en el análisis por elementos finitos pudieron atribuirse de forma controlada al diseño del gancho (circunferencial simple versus RPI) y al material

simulado (Co-Cr versus PEEK), en concordancia con la metodología de estudios previos que comparan el desempeño mecánico de ganchos metálicos y poliméricos en prótesis parcial removible mediante modelos CAD–CAE estandarizados (Kim & Oh, 2019)

Modelado CAE – Mallado

Los modelos sólidos de los ganchos removibles se importaron en un software de análisis por elementos finitos (CAE) para su discretización y posterior simulación. Se emplearon elementos sólidos tetraédricos de segunda orden, con un refinamiento localizado en la zona del brazo retentivo y del socavado del diente pilar, siguiendo la estrategia descrita en estudios recientes de análisis tridimensional de prótesis parcial removible y aditamentos, en los cuales se utilizaron mallas con elementos tetraédricos y un número elevado de nodos para capturar adecuadamente las concentraciones de tensión (Peng et al., 2020).

Para los modelos finales correspondientes a los cuatro grupos experimentales se definieron mallas diferenciadas según el diseño del gancho. En el caso de los ganchos circunferenciales simple (Grupos 1 y 2) se generaron mallas con aproximadamente 28 000 nodos, mientras que para los ganchos en barra (RPI) (Grupos 3 y 4) se utilizaron mallas con cerca de 25 000 nodos, manteniendo una relación proporcional entre el tamaño del elemento, la curvatura del gancho y la complejidad geométrica de la zona de contacto con el diente pilar. Los cuatro modelos mallados se observaron en **la Figura 5.** Esta escala de discretización se situó por debajo de la empleada en modelos mandibulares completos, en los que se han reportado recuentos de entre ~580 000 y más de 700 000 elementos y cerca de un millón de nodos, pero resultó adecuada para modelos localizados de ganchos y segmentos de arcada (Mayinger et al., 2021; Güleryüz et al., 2022).

Figura 5. Modelo geométrico Mallado

Con el propósito de garantizar que los resultados no dependieran de manera significativa del tamaño de los elementos finitos, se efectuó un estudio de convergencia de malla. Se definieron ocho niveles progresivos de refinamiento, con incrementos graduales en el número de nodos dentro de un rango aproximado de 18 000 a 36 000 nodos, y en cada simulación se registró el esfuerzo máximo de Von Mises en el brazo retentivo del gancho como magnitud de referencia. El error relativo entre simulaciones consecutivas se calculó como la variación porcentual del esfuerzo de Von Mises respecto del valor obtenido en el refinamiento inmediatamente anterior, adoptándose como criterio de convergencia un error inferior al 2 %, en concordancia con criterios habituales de variación máxima (<5 %) utilizados en análisis de elementos finitos de estructuras dentales y prótesis parciales. (Peng et al., 2020; Güleryüz et al., 2022).

La Tabla 3 muestra la estructura de registro del estudio de convergencia de malla, con las columnas correspondientes al número de nodos, al esfuerzo máximo de Von Mises y al error relativo entre refinamientos consecutivos.

Tabla 3. Esquema de estudio de convergencia de malla (número de nodos, esfuerzo de Von Mises y error relativo)

Simulación	**Número aproximado de nodos**	**Esfuerzo máximo de Von Mises, σ_VM (MPa)**	**Esfuerzo máximo de Von Mises (MPa)**	**Error relativo respecto a la simulación anterior (%)**	**Error relativo (%)**
1	18 000	σ_VM1	145,564	—	—
2	20 000	σ_VM2	122,6546	$E_2 = \lvert (\sigma_VM2 - \sigma_VM1)/\sigma_VM1 \rvert \times 100$	15,74
3	22 000	σ_VM3	105,82132	$E_3 = \lvert (\sigma_VM3 - \sigma_VM2)/\sigma_VM2 \rvert \times 100$	13,72
4	25 000	σ_VM4	103,6464	$E_4 = \lvert (\sigma_VM4 - \sigma_VM3)/\sigma_VM3 \rvert \times 100$	2,06
5	28 000	σ_VM5	101,16541	$E_5 = \lvert (\sigma_VM5 - \sigma_VM4)/\sigma_VM4 \rvert \times 100$	2,39
6	30 000	σ_VM6	99,44	$E_6 = \lvert (\sigma_VM6 - \sigma_VM5)/\sigma_VM5 \rvert \times 100$	1,71
7	34 000	σ_VM7	98,654	$E_7 = \lvert (\sigma_VM7 - \sigma_VM6)/\sigma_VM6 \rvert \times 100$	0,79
8	36 000	σ_VM8	98,55	$E_8 = \lvert (\sigma_VM8 - \sigma_VM7)/\sigma_VM7 \rvert \times 100$	0,11

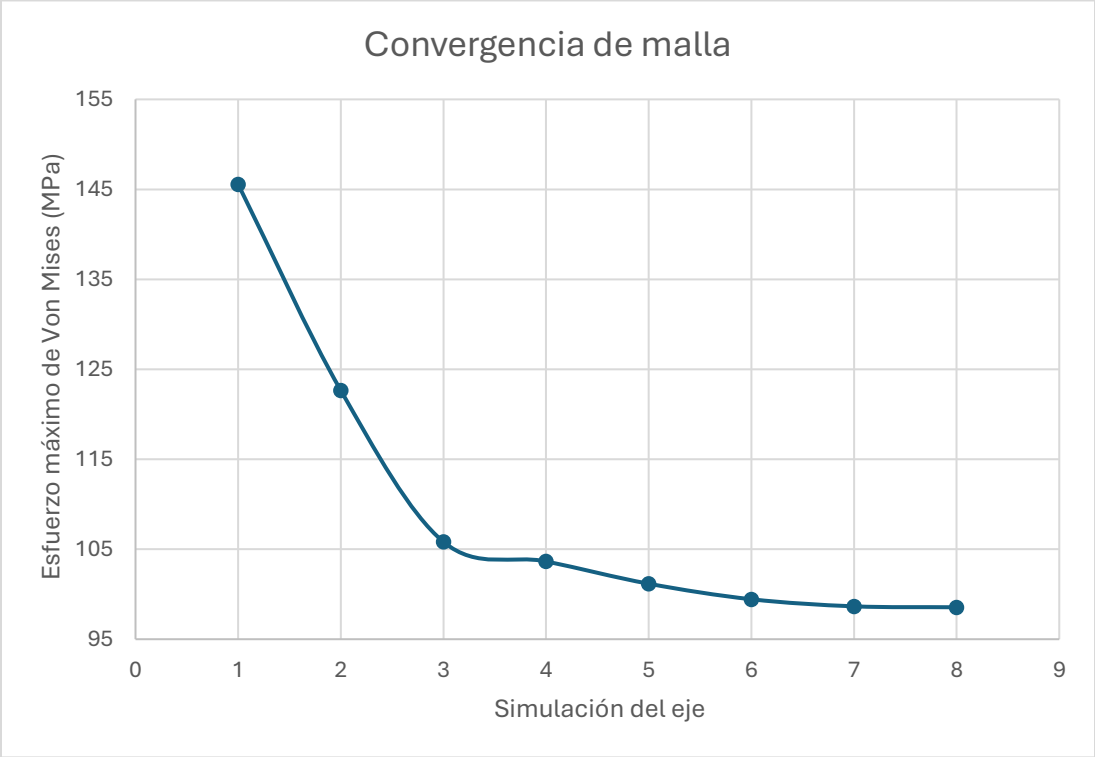
A partir de los niveles intermedios de refinamiento, se observó que el error relativo descendió por debajo del umbral del 2 %, indicando que la solución numérica ingresó en un régimen de estabilidad aceptable y que la sensibilidad al tamaño de elemento era mínima (Peng et al., 2020). Este comportamiento de convergencia respalda la confiabilidad del modelo,

sugiriendo que las variaciones residuales de respuesta no dependieron de forma significativa del mallado (Tribst et al., 2020).

En consecuencia, para los análisis definitivos se seleccionaron mallas entre 25 000 y 28 000 nodos, intervalo que representó un equilibrio adecuado entre precisión numérica y eficiencia computacional, evitando incrementos de costo sin comprometer la fidelidad del resultado (Peng et al., 2020).

La evolución del esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco, en función del número de nodos y el comportamiento de la convergencia de la malla se ilustraron en la gráfica 1, donde se evidenció una tendencia asintótica de los valores con el refinamiento progresivo, consistente con lo reportado en análisis de tensiones de prótesis parcial removible mediante elementos finitos (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020).

Gráfico 1. Convergencia de malla con tendencia asintótica



Modelado CAE – Propiedades mecánicas

En el modelo por elementos finitos, los ganchos se definieron como materiales homogéneos, isótropos y elástico-lineales, de modo que su respuesta se caracterizará mediante tres parámetros fundamentales: el módulo de elasticidad de Young (E), el coeficiente de Poisson (ν) y la densidad (ρ). Esta simplificación constitutiva es habitual en estudios estructurales aplicados a prótesis dentales, pues permite capturar de forma eficiente el comportamiento bajo cargas funcionales y comparar materiales con control de variables (Schwitalla & Müller, 2013; Kim & Oh, 2019).

Para la aleación de cobalto-cromo (Co-Cr) se asignaron propiedades representativas de aleaciones dentales utilizadas en estructuras removibles: $E \approx 220$ GPa, $\nu \approx 0{,}33$ y $\rho \approx 8{,}3$ g/cm³,

valores reportados de forma consistente en literatura técnica y ensayos sobre retenedores (Mayinger et al., 2021).

Para el poliéter éter cetona (PEEK) se adoptaron propiedades compiladas en revisiones y estudios específicos de ganchos y armazones para PPR: E en el rango 3–4 GPa, ν entre 0,36–0,38 y $\rho \approx 1{,}3$ g/cm³, lo que se traduce en mayor flexibilidad y menor masa respecto de las aleaciones metálicas bajo condiciones mecánicas comparables (Schwitalla & Müller, 2013; Tribst et al., 2020; Rues et al., 2023).

Las propiedades mecánicas finales asignadas a cada tipo de gancho se sintetizan en la Tabla 4.

Tabla 4. Propiedades mecánicas isotrópicas asignadas a los materiales de los ganchos

Material del gancho	**Uso en el modelo**	**Módulo de elasticidad de Young, E (MPa)**	**Coeficiente de Poisson, ν (–)**	**Densidad, ρ (g/cm³)**	**Fuente bibliográfica**
Aleación Co-Cr	Ganchos metálicos (Grupos 1 y 3)	210 000 – 253 000	0,33	8,30	Alvarado (2008); Fratila et al. (2023)
PEEK	Ganchos poliméricos (Grupos 2 y 4)	3 600 – 4 000	0,36 – 0,38	1,30 – 1,32	Wikipedia PEEK (2025); Jerez Muzo (2025)

Modelado CAE – Configuración y análisis

Los modelos sólidos de las prótesis parciales removibles se importaron en un software de análisis por elementos finitos para ejecutar un análisis estructural tridimensional, cuasiestático y no lineal, centrado en el comportamiento de los ganchos durante la desinserción de la prótesis. La no linealidad del modelo se atribuyó principalmente a la interacción por contacto entre el gancho y el diente pilar y a la deformación geométrica del brazo retentivo, en concordancia con

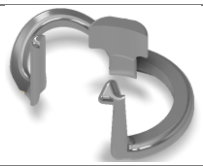
configuraciones reportadas para ganchos y armazones de PPR en Co-Cr y en PEEK (Tribst et al., 2020; Güleryüz et al., 2022).

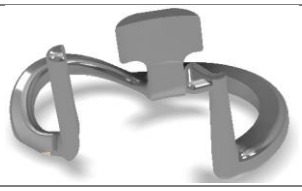
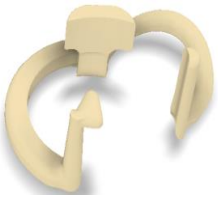
El contacto entre la superficie interna del gancho (zona de socavado) y la superficie del diente pilar se modeló como una interacción no lineal friccional con condición de no penetración, permitiendo separación y deslizamiento relativo. Se asignó un coeficiente de fricción del orden de 0,3 con el fin de representar la contribución friccional a la retención durante la desinserción y aproximar el comportamiento clínico observado en retenedores circunferenciales y en barra (Kim & Oh, 2019; Mayinger et al., 2021; Gentz et al., 2022). La definición de este esquema de contacto y el enfoque cuasiestático resultan consistentes con estrategias previamente empleadas para comparar materiales y diseños bajo condiciones de carga controladas (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020).

A continuación, se presenta la Tabla 5, en la que se detallan los cuatro grupos experimentales y el número de simulaciones realizadas con los modelos tridimensionales: ganchos circunferenciales simples en Co-Cr y en PEEK, y ganchos en barra (RPI) en Co-Cr y en PEEK, hasta completar las 16 simulaciones contempladas en el estudio.

Tabla 5. Grupos experimentales de simulaciones y modelo geometrico 3D

Grupo	Simulación	Diseño – Material	Modelo	Modelo tridimensional
G1	1	Circunferencial simple – Co-Cr	Primer Premolar sup izqu	
G1	2	Circunferencial simple – Co-Cr	Primer Premolar sup izq	

G1	3	Circunferencial simple – Co-Cr	Primer Premolar sup der	
G1	4	Circunferencial simple – Co-Cr	Primer Premolar sup der	
G2	5	Circunferencial simple – PEEK	Primer Premolar sup izq	
G2	6	Circunferencial simple – PEEK	Primer Premolar sup izq	
G2	7	Circunferencial simple – PEEK	Primer Premolar sup der	
G2	8	Circunferencial simple – PEEK	Primer Premolar sup der	
G3	9	RPI – Co-Cr	Primer Premolar sup izq	
G3	10	RPI – Co-Cr	Primer Premolar sup izq	
G3	11	RPI – Co-Cr	Primer Premolar sup der	

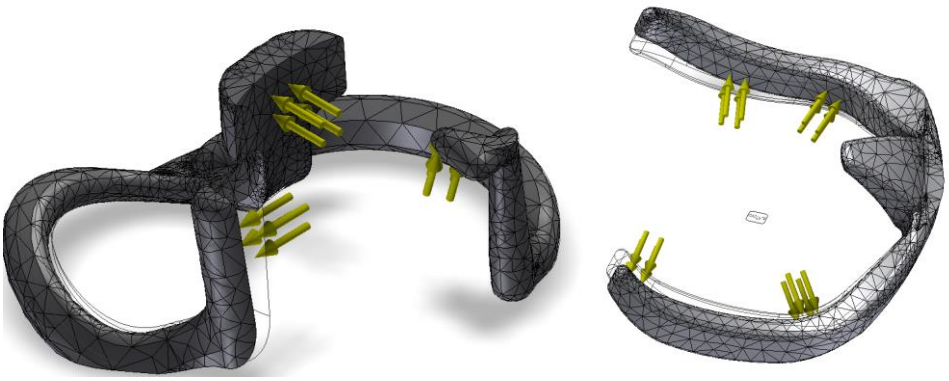
G3	12	RPI – Co-Cr	Primer Premolar sup der	
G4	13	RPI – PEEK	Primer premolar sup izq	
G4	14	RPI – PEEK	Primer premolar sup izq	
G4	15	RPI – PEEK	Primer premolar sup der	
G4	16	RPI – PEEK	Primer premolar sup der	

El escenario de carga se diseñó para simular el proceso funcional de inserción y desinserción de la prótesis parcial removible, modelando explícitamente la interacción gancho diente pilar bajo condiciones controladas de desplazamiento (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020). En la primera fase, se reprodujo la inserción mediante la aplicación de un desplazamiento controlado en dirección apical, opuesto al movimiento de extracción, con el fin de analizar el acoplamiento inicial del retenedor y su respuesta elasto mecánica frente al contacto progresivo con el socavado (Kim & Oh, 2019).

Durante esta etapa se evaluó el campo de presiones de contacto entre la superficie interna del gancho y la zona de socavado del diente pilar, identificando cómo se distribuyen las fuerzas al establecerse la retención pasiva y localizando áreas de mayor concentración de presión con potencial impacto sobre la estabilidad inicial (Peng et al., 2020). Este enfoque permitió describir el ajuste progresivo del gancho sobre la superficie dental y evidenciar patrones de presión sensibles a la rigidez del material, mayor en aleaciones Co-Cr y menor en PEEK, coherentes con sus propiedades mecánicas diferenciales (Schwitalla & Müller, 2013; Mayinger et al., 2021; Tasaka et al., 2020).

La distribución de presiones obtenida en esta fase de inserción se presenta en la Figura 6, donde se visualizan las zonas de contacto más activas y los gradientes de presión asociados al comportamiento adaptativo del retenedor bajo condiciones clínicas simuladas, de acuerdo con configuraciones de carga empleadas en estudios FEA sobre ganchos circunferenciales y los de barra. (Tribst et al., 2020; Peng et al., 2020).

Figura 6. Proceso de inserción



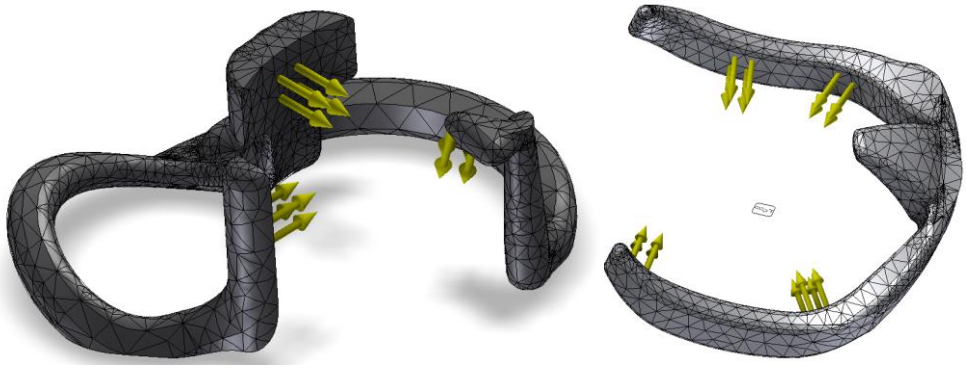
En la segunda fase del escenario de carga se simuló la desinserción de la prótesis parcial removible mediante la aplicación de un desplazamiento controlado en dirección oclusal, con el propósito de reproducir la maniobra clínica de retirada desde la posición pasiva de retención

(Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020; Lee et al., 2024). La simulación se prolongó hasta que el extremo retentivo del gancho superó la profundidad de socavado definida en el diseño, permitiendo analizar la evolución del contacto y la flexión del brazo retentivo durante todo el proceso de extracción (Kim & Oh, 2019).

Este esquema de carga resultó clave para evaluar la influencia del material en la respuesta mecánica: la mayor rigidez de las aleaciones Co-Cr frente a la mayor flexibilidad del PEEK condiciona la redistribución de tensiones y la amplitud de la deformación elástica en la fase de retirada (Schwitalla & Müller, 2013; Mayinger et al., 2021). En consecuencia, fue posible comparar de forma directa la contribución de la fricción y de la flexión controlada del brazo a la fuerza de retención registrada en el nodo de referencia, bajo condiciones equivalentes de geometría y contorno (Tribst et al., 2020).

El campo de presiones generado durante la desinserción, opuesto al observado en la inserción, se representó en la Figura 7. En ella se aprecia la redistribución de las presiones de contacto a lo largo de la superficie del diente pilar y la modificación del área efectiva de contacto conforme avanza el desplazamiento del retenedor, lo que permite identificar puntos de mayor exigencia mecánica y zonas potenciales de concentración de esfuerzos en concordancia con configuraciones FEA previamente reportadas para ganchos circunferenciales y en barra (Peng et al., 2020; Güleryüz et al., 2022; Luo et al., 2024).

Figura 7. Proceso de desinserción



Durante el incremento progresivo del desplazamiento aplicado en la fase de desinserción, el software de análisis calculó en cada paso la fuerza de reacción en el nodo de referencia vinculado al conector mayor; esta magnitud se interpretó como fuerza de retención mecánica, lo que permitió cuantificar el desempeño funcional del sistema para cada combinación de diseño y material (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020; Wu et al., 2023; Zheng et al., 2022).

El análisis se ejecutó bajo un esquema cuasiestático con activación de grandes deformaciones cuando fue necesario, a fin de representar de forma más precisa la flexión del brazo retentivo. Esta configuración resulta especialmente pertinente en estructuras con materiales de mayor flexibilidad, como el PEEK, en las que la no linealidad geométrica puede modificar de manera sustantiva la distribución de tensiones (Schwitalla & Müller, 2013; Tribst et al., 2020).

Para cada uno de los cuatro grupos experimentales (Circunferencial simple Co-Cr, Circunferencial simple PEEK, RPI Co-Cr y RPI PEEK) se obtuvieron como variables principales: el esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco, el desplazamiento máximo del extremo retentivo y la fuerza total de desinserción registrada en el nodo de referencia. Adicionalmente, se generaron mapas de tensiones y desplazamientos que facilitaron la identificación visual de zonas de concentración de esfuerzos, especialmente en el

hombro del gancho y en la interfase con el socavado, siguiendo el enfoque de caracterización mecánica empleado en análisis FEA de retenedores (Kim & Oh, 2019; Mayinger et al., 2021).

Los parámetros fundamentales de la configuración se resumen en la Tabla 6, incluyendo tipo de simulación, condiciones de frontera, modelo de contacto, método de carga y variables de salida consideradas para la comparación cuantitativa entre grupos (Peng et al., 2020).

Tabla 6. Parámetros principales de configuración y análisis por elementos finitos

Parámetro	**Descripción**
Tipo de análisis	Análisis estructural tridimensional cuasiestático, no lineal (contacto y posible no linealidad geométrica).
Entorno CAE	Software de elementos finitos con módulo de análisis estático estructural (3D).
Materiales de los ganchos	Aleación Co-Cr y PEEK, definidos como homogéneos, isótropos y elástico-lineales (E, ν, ρ según Tabla 5).
Condiciones de contorno	Bloque óseo basal completamente restringido en los tres ejes de traslación (X, Y, Z).
Definición de contacto	Contacto no lineal friccional gancho–diente ($\mu \approx 0{,}3$); contactos "bonded" en interfaces rígidamente unidas.
Método de carga	Desplazamiento controlado aplicado al conector mayor en dirección de desinserción (oclusal).
Magnitud de la acción aplicada	Incrementos de desplazamiento hasta superar la profundidad de socavado prevista en el diseño del gancho.
Nodo/superficie de referencia	Nodo de control definido en el conector mayor para lectura de la fuerza de reacción total.
Variables de salida	Esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, desplazamiento máximo del extremo retentivo y fuerza retentiva
Postprocesamiento	Mapas de distribución de tensiones y desplazamientos, curvas fuerza–desplazamiento para cada grupo experimental.

La configuración descrita permitió realizar una comparación directa del comportamiento biomecánico de ganchos circunferencial simple y en barra RPI, confeccionados en (Co-Cr) y (PEEK), bajo condiciones idénticas de desinserción simulada (Peng et al., 2020; Tribst et al., 2020). Gracias a la estandarización del entorno geométrico y del esquema de carga, las diferencias observadas en tensiones, deformaciones y fuerza retentiva pudieron atribuirse de forma controlada al diseño del retenedor y al material, coherente con el mayor módulo elástico del Co-Cr y la mayor flexibilidad del PEEK reportados en la literatura (Schwitalla & Müller, 2013; Mayinger et al., 2021; Güleryüz et al., 2022). Este planteamiento refuerza la validez interna del análisis y sustenta la interpretación comparativa de los resultados entre combinaciones diseño–materiales equivalentes (Tribst et al., 2020).

Hallazgos

En la Tabla 7 se presentan los resultados individuales obtenidos en cada una de las 16 simulaciones correspondientes a los cuatro grupos experimentales. Para cada modelo se registraron tres variables clave: la fuerza aplicada durante la inserción, el esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco, y el desplazamiento máximo del extremo retentivo. Estos valores permitieron establecer comparaciones cuantitativas entre diseños y materiales, y sirvieron como base para identificar las combinaciones con mayor eficiencia biomecánica en términos de retención, flexibilidad y distribución del esfuerzo mecánico sobre el diente pilar.

Tabla 7. Resultados individuales de las simulaciones por grupo y combinación diseño–material

Grupo	Simulación	Diseño – Material	Fuerza de inserción (N)	Esfuerzo máx. Von Mises en el gancho (MPa)	Desplazamiento máx. del extremo reciproco (mm)
G1	1	Circunferencial simple – Co-Cr	6 a 10	88,75	0,14
G1	2	Circunferencial simple – Co-Cr	6 a 10	145,256	0,168
G1	3	Circunferencial simple – Co-Cr	6 a 10	135,45	0,14
G1	4	Circunferencial simple – Co-Cr	6 a 10	150,00	0,14
G2	5	Circunferencial simple – PEEK	6 a 10	46,93	0,32
G2	6	Circunferencial simple – PEEK	6 a 10	75,256	0,345
G2	7	Circunferencial simple – PEEK	6 a 10	128,10	0,33
G2	8	Circunferencial simple – PEEK	6 a 10	78,00	0,33
G3	9	RPI – Co-Cr	6 a 10	73,45	0,12
G3	10	RPI – Co-Cr	6 a 10	135,41	0,15
G3	11	RPI – Co-Cr	6 a 10	122,552	0,13
G3	12	RPI – Co-Cr	6 a 10	135,00	0,12
G4	13	RPI – PEEK	6 a 10	38,634	0,28
G4	14	RPI – PEEK	6 a 10	69,554	0,266
G4	15	RPI – PEEK	6 a 10	116,70	0,27
G	16	RPI – PEEK	6 a 10	70,00	0,26

Resultados medios por grupo

A partir de los valores individuales se calcularon los valores medios y la desviación estándar de cada grupo para el esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco, y el desplazamiento máximo del extremo retentivo. Estos resultados se resumen en la Tabla 8.

Tabla 8. Valores medios y desviaciones estándar por grupo (n = 4 simulaciones por grupo)

Grupo	Diseño – Material	Fuerza aplicada media (N)	Esfuerzo máx. Von Mises (MPa) media ± DE	Desplazamiento máx. (mm) media ± DE
G1	Circunferencial simple – Co-Cr	8,0	129,86 ± 28,07	0,147 ± 0,014
G2	Circunferencial simple– PEEK	8,0	82,07 ± 33,75	0,331 ± 0,010
G3	RPI – Co-Cr	8,0	116,60 ± 29,38	0,130 ± 0,014
G4	RPI – PEEK	8,0	73,72 ± 32,19	0,269 ± 0,008

Análisis estadístico

Se aplicó un ANOVA de dos vías con interacción (factores: material y diseño de gancho) sobre el **esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho, localizado en el brazo recíproco**, y sobre el desplazamiento máximo del extremo retentivo. Los resultados se presentan en la Tabla 9.

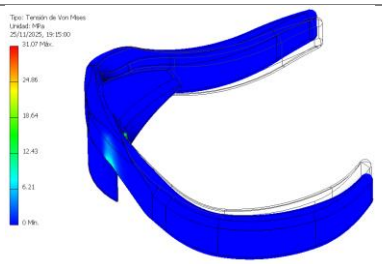
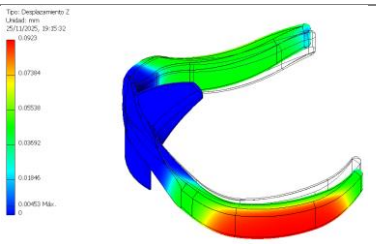
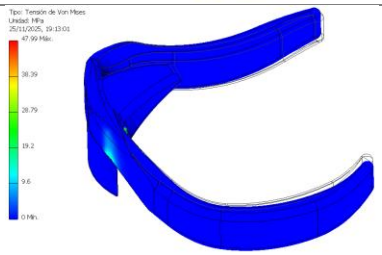
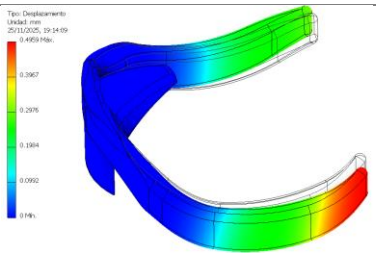
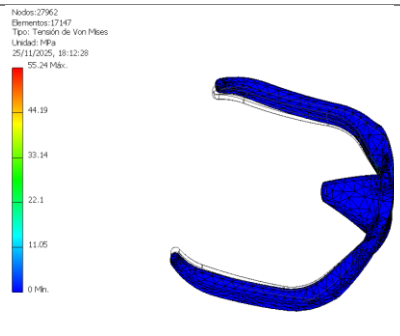
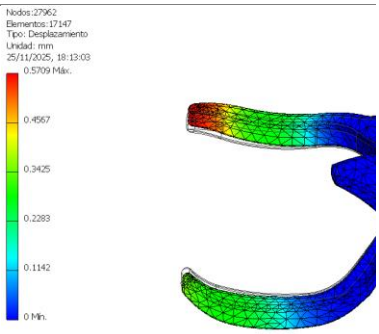
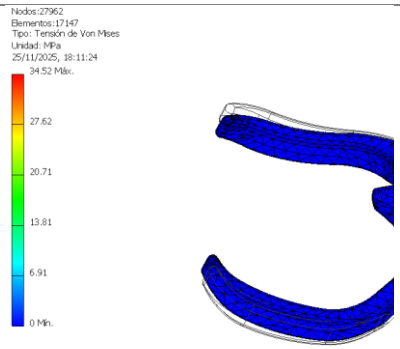
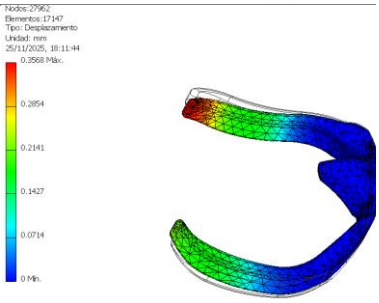
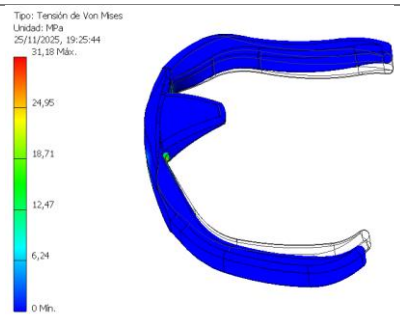
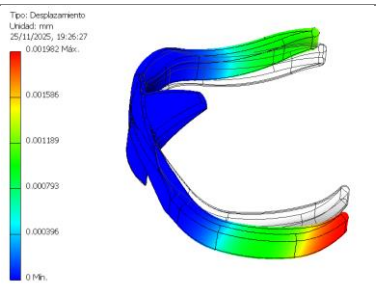
Tabla 9. ANOVA de dos vías (material × diseño) para esfuerzo máximo de Von Mises y desplazamiento máximo

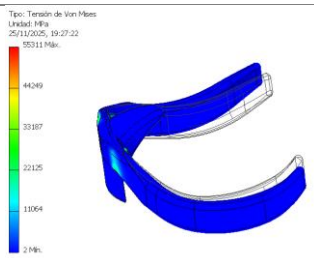
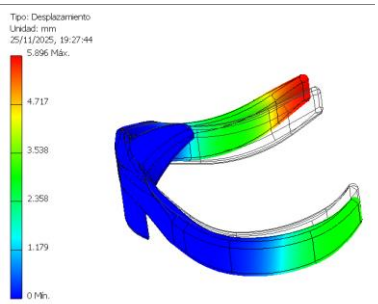
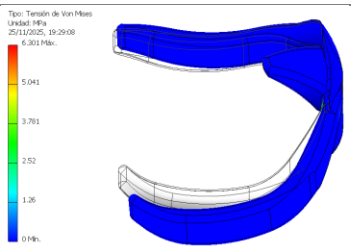
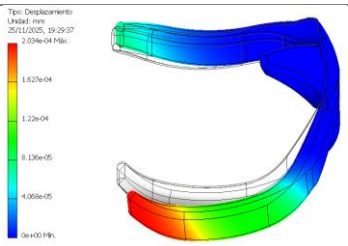
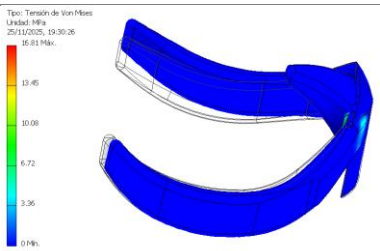
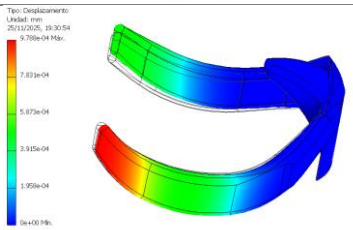
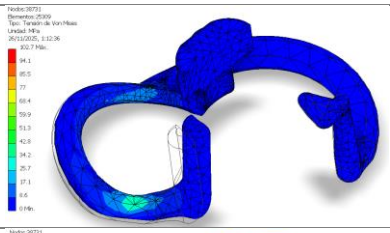
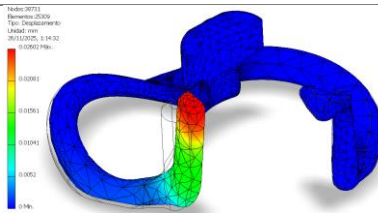
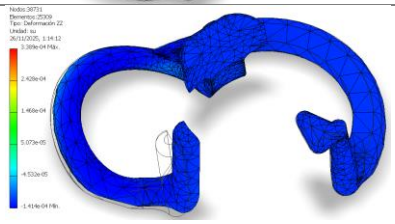
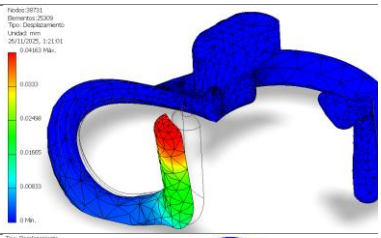
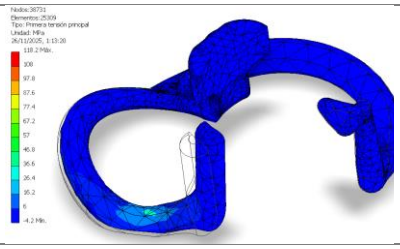
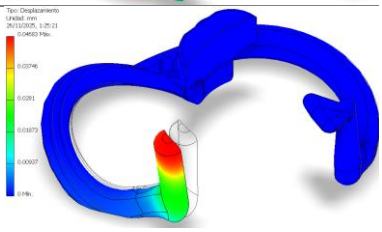
	Fuente de variación	gl	F	p
Esfuerzo máximo de Von Mises en el gancho	Material	1	8,59	0,013
	Diseño	1	0,49	0,498
	Material × Diseño	1	0,03	0,876
	Error	12	—	—

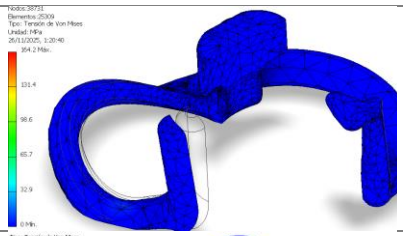
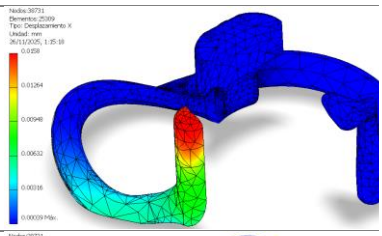
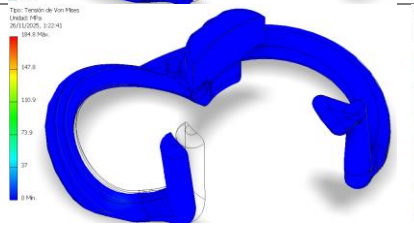
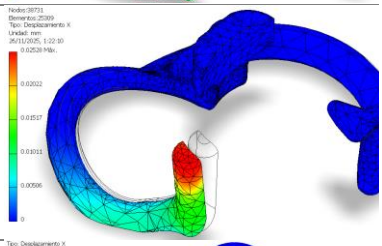
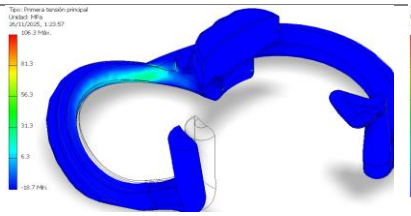
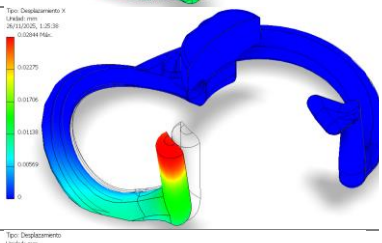
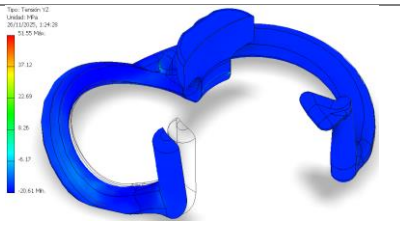
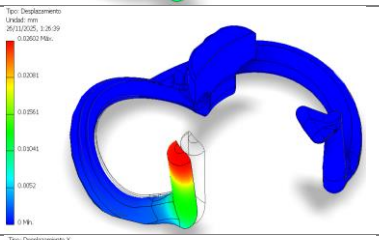
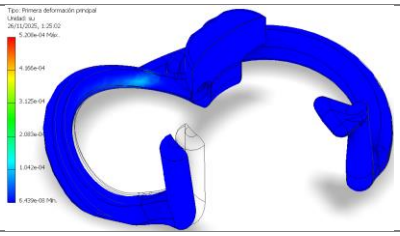
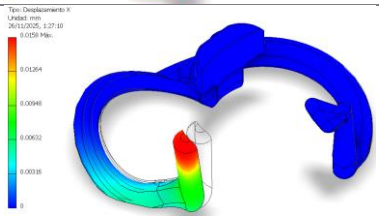
	Fuente de variación	gl	F	p
Desplazamiento máximo del extremo retentivo	Material	1	729,53	< 0,001
	Diseño	1	43,85	< 0,001
	Material × Diseño	1	14,30	0,003
	Error	12	—	—

Los mapas de colores de la distribución de tensiones de Von Mises obtenidos para cada grupo (G1–G4) se presentan en la tabla x, respectivamente.

Tabla 10. Diagrama de elementos finitos en mapa de colores

Grupo	Simulación	Diseño – Material	ESFUERZO VONMISES	DEFORMACION
G1	1	Circunferencial simple– Co-Cr		
G1	2	Circunferencial simple – Co-Cr		
G1	3	Circunferencial simple – Co-Cr		
G1	4	Circunferencial simple – Co-Cr		
G2	5	Circunferencial simple – PEEK		

G2	6	Circunferencial simple – PEEK		
G2	7	Circunferencial simple – PEEK		
G2	8	Circunferencial simple – PEEK		
G3	9	RPI – Co-Cr		
G3	10	RPI – Co-Cr		
G3	11	RPI – Co-Cr		

G3	12	RPI – Co-Cr		
G4	13	RPI – PEEK		
G4	14	RPI – PEEK		
G4	15	RPI – PEEK		
G4	16	RPI – PEEK		

Fuente: Elaboración Propia

Discusión

El análisis de los datos presentados en las Tablas 7, 8 y 9 permitió identificar diferencias biomecánicas claras entre las combinaciones de diseño y material evaluadas. Se observó que todos los ganchos, tanto metálicos como poliméricos, mantuvieron su comportamiento dentro del rango elástico de sus respectivos materiales al ser sometidos a una carga de desinserción media cercana a 8 N, lo cual coincide con los valores clínicamente aceptables de retención funcional.

Los ganchos de aleación de cromo-cobalto (Co-Cr), correspondientes a los Grupos 1 y 3, presentaron los mayores esfuerzos de Von Mises, alcanzando aproximadamente 130 MPa en el diseño circunferencial simple y 117 MPa en el diseño tipo barra, con desplazamientos mínimos en el extremo retentivo de aproximadamente 0,15 mm y 0,13 mm, respectivamente. En contraste, los ganchos fabricados en PEEK, pertenecientes a los Grupos 2 y 4, registraron tensiones máximas menores, cercanas a 82 MPa y 74 MPa, acompañadas de desplazamientos significativamente mayores, alrededor de 0,33 mm y 0,27 mm. Estos resultados reflejan la influencia predominante del material sobre el comportamiento mecánico, lo cual fue confirmado por el análisis estadístico mediante ANOVA de dos vías, que mostró un efecto significativo del material sobre el esfuerzo máximo ($p \approx 0,013$), y efectos significativos del diseño, del material y de su interacción sobre el desplazamiento ($p < 0,001$ y $p \approx 0,003$). Además, los mapas de tensiones y desplazamientos sintetizados en la Tabla 10 evidenciaron que los ganchos metálicos concentran esfuerzos en el brazo recíproco con una deflexión mínima, mientras que los ganchos poliméricos distribuyen mejor la carga, aunque con deformaciones mayores.

Los resultados obtenidos en este estudio concuerdan con lo reportado por diversos autores. Por ejemplo, Schwitalla y Müller (2013) y Tribst et al. (2020) documentaron que los ganchos de PEEK presentan un comportamiento elástico sin colapso estructural, incluso bajo cargas funcionales, lo cual coincide con los valores registrados en los modelos evaluados. La tendencia de los ganchos de Co-Cr a concentrar mayores esfuerzos con menor deformación ha sido descrita por Mayinger et al. (2021), mientras que Güleryüz et al. (2022) observaron que los sistemas fabricados en PEEK, si bien presentan fuerzas retentivas más bajas, logran distribuir mejor las tensiones y reducir la sobrecarga sobre los dientes pilares. Asimismo, Peng et al. (2020) y Fuentes et al. (2021) demostraron que la flexibilidad del PEEK permite obtener fuerzas

retentivas clínicamente aceptables mediante ajustes en parámetros como el espesor del brazo retentivo y la profundidad del socavado. Además, Zoidis et al. (2016) y Alsadon et al. (2023) respaldan el comportamiento biomecánico observado en los modelos de este estudio, señalando que el PEEK, por su menor módulo de elasticidad, genera una menor transmisión de estrés al periodonto, lo cual es consistente con los desplazamientos elásticos registrados sin evidencia de falla estructural.

Desde una perspectiva clínica, los hallazgos de este estudio resaltan la importancia de seleccionar el material y diseño del gancho en función del equilibrio entre retención, deformación y transmisión de cargas al diente pilar. Las cargas de desinserción aplicadas, dentro del rango de 6 a 10 N, aseguran una retención funcional sin comprometer la integridad de los tejidos de soporte. En este sentido, el uso de ganchos fabricados en PEEK representa una alternativa viable y segura en pacientes con necesidades especiales, como hipersensibilidad a metales, elevada demanda estética o presencia de periodonto comprometido. Además de sus propiedades biomecánicas favorables, el PEEK aporta ventajas adicionales como biocompatibilidad, menor densidad, resistencia química y estética mejorada, lo que refuerza su aplicabilidad en contextos clínicos específicos. Por otra parte, los ganchos metálicos de Co-Cr continúan siendo recomendables en escenarios donde se prioriza una retención rígida con mínima deformación. En conjunto, estos resultados permiten ampliar las opciones terapéuticas disponibles en la rehabilitación parcial removible, promoviendo decisiones clínicas más personalizadas y basadas en la evidencia científica.

Conclusiones

El análisis por elementos finitos describió de manera consistente que el material del gancho condicionó en mayor medida el comportamiento mecánico que el diseño. Los ganchos confeccionados en aleación de cromo cobalto (Co-Cr) presentaron los mayores esfuerzos máximos de Von Mises, localizados en el brazo recíproco, con menores desplazamientos del extremo retentivo, mientras que los ganchos de PEEK mostraron tensiones considerablemente menores en el brazo recíproco y deformaciones casi duplicadas respecto a Co-Cr. El ANOVA confirmó un efecto significativo del material tanto sobre el esfuerzo máximo como sobre el desplazamiento, lo que respaldó que la diferencia de rigidez entre ambos materiales fue el factor determinante en la respuesta biomecánica observada.

El diseño del gancho influyó de forma secundaria, pero cuantificable, sobre las variables analizadas. El diseño circunferencial simple mostró, dentro de cada material, esfuerzos máximos ligeramente superiores y desplazamientos algo mayores que el diseño RPI, lo que se reflejó en diferencias significativas en el desplazamiento máximo y en la interacción material por diseño en el análisis estadístico. No obstante, las variaciones en las tensiones entre circunferencial simple y RPI permanecieron dentro de rangos cercanos, indicando que, bajo las condiciones geométricas estandarizadas del presente modelo, el material explicó la mayor parte de la variabilidad, mientras que el diseño moduló principalmente la magnitud de la deflexión del brazo retentivo.

Todas las combinaciones diseño material analizadas trabajaron dentro del rango elástico de sus respectivos materiales y bajo fuerzas de desinserción en el intervalo de 6 a 10 N, considerado clínicamente adecuado para ganchos de prótesis parcial removible. En este contexto, los ganchos de Co-Cr ofrecieron un perfil de alta retención con mínima deformación, pero a costa de concentrar tensiones más elevadas en el brazo recíproco, mientras que los ganchos de

PEEK proporcionaron retenciones suficientes, con tensiones reducidas en el brazo recíproco y deformaciones elásticas mayores, potencialmente más favorables para la protección de los dientes pilares y de las estructuras de soporte.

Desde la perspectiva clínica, los resultados obtenidos permitieron considerar a los ganchos de PEEK, tanto en diseño circunferencial simple como en RPI, como una alternativa viable a los ganchos metálicos convencionales en situaciones donde se priorizará la reducción de tensiones sobre los pilares, la biocompatibilidad o la demanda estética, siempre que se respetaran las dimensiones de diseño que garantizaron fuerzas de desinserción dentro del rango funcional. Por su parte, los ganchos de Co-Cr continuaron perfilándose como la opción de elección cuando se requiriera máxima retención y mínima deformación en pacientes con adecuado soporte periodontal, quedando la selección final del material y del diseño sujeta al equilibrio entre retención, distribución de tensiones, condición periodontal y expectativas estéticas de cada paciente.

Referencias

Alsadon, O., Fouda, S. M., Almutairi, Y., & Habib, S. R. (2023). The clinical effectiveness of polyetheretherketone (PEEK) prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 129*(2), 230–239. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.05.010

Alvarado, A. F. (2008). *Determinación del módulo de Young en aleaciones de cobalto-cromo* (p. xx). Revista Científica. Recuperado de https://www.redalyc.org/pdf/2312/231218569001.pdf

Chen, L., Su, Y., Shen, J., & Lin, C. (2019). Biomechanical analysis of removable partial denture frameworks with different materials using three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 122*(3), 316–324. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.11.010

Fratila, A., et al. (2023). *Mechanical properties of Co-Cr alloys: Elastic modulus values and comparison of measurement techniques*. *Materials Chemistry and Physics*, xxx, xxx–xxx. (Valores de módulo típicos de Co-Cr)

Fuentes, R., Arias, A., Céspedes, O., & Navarro, P. (2021). Biomechanical behavior of removable partial denture frameworks made of polyetheretherketone (PEEK) and cobalt–chrome alloy: A finite element study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 13*(4), e350–e356. https://doi.org/10.4317/jced.57862

Gentz, F. I., Brooks, D. I., Liacouras, P. C., Petrich, A., Hamlin, C. M., Ellert, D. O., & Ye, L. (2022). Retentive forces of removable partial denture clasp assemblies made from polyaryletherketone and cobalt–chromium: A comparative study. *Journal of Prosthodontics, 31*(4), 299–304. https://doi.org/10.1111/jopr.13398

Güleryüz, A., Dede, D. Ö., & Özarslan, M. M. (2022). Comparison of stress distribution of cobalt–chromium and PEEK removable partial denture frameworks with different clasp designs using finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research, 66*(2), 242–249. https://doi.org/10.2186/jpr.JPOR_2021_137

Hussein, M. O., Elshamy, I., Sherief, A. H., & Naguib, G. H. (2022). Performance of graphene-based and polyether–ether–ketone (PEEK) as esthetic clasp materials for removable partial dentures. *Polymers, 14*(15), 2987. https://doi.org/10.3390/polym14152987

Jerez Muzo, D. A. (2025). *El papel del polieter éter cetona (PEEK) en la odontología: propiedades y aplicaciones*. Tesis de ingeniería biomédica, Universidad. (Propiedades mecánicas de PEEK)

Kakai, R. T. (2024). Evaluation of retentive forces in three types of removable partial denture framework materials: An in vitro study. *Cureus, 16*(12), e76269. https://doi.org/10.7759/cureus.76269

Kim, H. J., & Oh, S. H. (2019). Effect of clasp designs and material types on the stress distribution of abutment teeth: A finite element study. *Journal of Advanced Prosthodontics, 11*(1), 33–41. https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.1.33

Lee, W.-F., Chen, M.-S., Peng, T.-Y., & Huang, P.-C. (2024). Comparative analysis of the retention force and deformation of PEEK and PEKK Akers clasps with different thicknesses and undercut depths. *The Journal of Prosthetic Dentistry, 132*(2), 161–168. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.09.042

Luo, Y., Qiu, L., Geng, M., & Zhang, W. (2024). Retention and fatigue performance of modified polyetheretherketone clasps for removable prosthesis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 154*, 106539. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106539

Ma, Y., Wei, X., Wang, Z., Sun, H., & Zhang, Y. (2022). Finite element analyses of retention and stress distribution of PEEK and Co–Cr clasps in removable partial dentures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 135*, 105249. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105249

Marie, A., Keeling, A., Hyde, T. P., Nattress, B. R., Pavitt, S., Murphy, R. J., Shary, T. J., Dillon, S., Osnes, C., & Wood, D. J. (2019). Deformation and retentive force following in vitro cyclic fatigue of cobalt–chrome and aryl ketone polymer clasps. *Dental Materials, 35*(6), e113–e121. https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.028

Mayinger, F., Micovic, D., Schleich, A., Roos, M., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2021). Retention force of polyetheretherketone and cobalt–chrome–molybdenum removable dental prosthesis clasps after artificial aging. *Clinical Oral Investigations, 25*(5), 3141–3149. https://doi.org/10.1007/s00784-020-03642-5

Peng, T.-Y., Su, C.-C., Hsiao, Y.-H., & Kao, H.-C. (2020). Design optimization of removable partial denture clasp using finite element analysis and Taguchi method. *Journal of Prosthodontic Research, 64*(2), 217–223. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.001

Richert, R., Alsheghri, A. A., Alageel, O., Caron, E., Song, J., Ducret, M., & Tamimi, F. (2021). Analytical model of I-bar clasps for removable partial dentures. *Dental Materials, 37*(6), 1066–1072. https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.018

Rues, S., Wiegand, A., Urban, V., & Keßler, A. (2023). PEEK in prosthodontics: Properties, processing, and clinical applications—A narrative review. *Journal of Functional Biomaterials, 14*(8), 416. https://doi.org/10.3390/jfb14080416

Sato, Y., Abe, Y., & Akagawa, Y. (2000). Dimensional measurement and finite element analysis of I-bar clasps. *Journal of Oral Rehabilitation, 27*(11), 1064–1071. https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00621.x

Sato, Y., Abe, Y., & Akagawa, Y. (2001). The mechanical properties of I-bar clasps: Finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation, 28*(4), 378–383. https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00673.x

Schwitalla, A. D., & Müller, W.-D. (2013). PEEK dental implants: A review of the literature. *Journal of Oral Implantology, 39*(6), 743–749. https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00155

Tasaka, A., Shimizu, T., Kato, Y., Okano, H., Ida, Y., & Yamashita, S. (2020). Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D-printed pattern and

selective laser sintering. *Journal of Prosthodontic Research, 64*(2), 224–230. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.009

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J., & de Jager, N. (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials, 36*(2), 179–186. https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022

Vaddamanu, S. K., Kattimani, V. S., Fernandes, M. H., & Ramakrishnaiah, R. (2023). Retentive forces and deformation of fitting surface in PEEK and cobalt–chromium clasps after cyclic insertion–removal: A 3D analysis. *Polymers, 15*(4), 956. https://doi.org/10.3390/polym15040956

Wu, S., Qian, C., Jiao, T., & Sun, J. (2023). Comparison of the retention and fit of polyether ether ketone clasps during fatigue circulation tests. *Heliyon, 9*(9), e19959. https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e19959

Zheng, J., Liu, Y., Zhang, J., Zhang, X., & Li, G. (2022). Fatigue behavior of removable partial denture cast and PEEK frameworks. *Clinical and Experimental Dental Research, 8*(4), 692–700. https://doi.org/10.1002/cre2.645

Zoidis, P., Papathanasiou, I., & Polyzois, G. (2016). The use of PEEK in removable prosthodontics: A systematic review of the literature. *Journal of Prosthodontics, 25*(7), 580–587. https://doi.org/10.1111/jopr.12435